

طراحی و مدل‌سازی حسگر زیستی مبتنی بر نانو تشدیدگر کریستال فوتونی

احمد محب‌زاده بهابادی^۱، سعید علیائی^{۲*}

اطلاعات مقاله	چکیده
دریافت مقاله: ۱۳۹۳/۰۴/۱۱ پذیرش مقاله: ۱۳۹۵/۰۲/۱۵	در این مقاله، یک حسگر مبتنی بر نانو تشدیدگر کریستال فوتونی با استفاده از صفحه کریستال فوتونی دوبعدی طراحی و برای کاربرد حسگر زیستی، مدل‌سازی شده است. این حسگر شامل دو موج‌بر و یک نانو تشدیدگر است. به منظور افزایش محدودیت نوری و تزویج نوری بهتر بین موج‌برها و تشدیدگر، دو موج‌بر با انتهای بسته به‌عنوان موج‌بر ورودی و خروجی قرار داده شده است. همچنین اندازه سه حفره در ساختار تغییر داده شده است. باتوجه به اتصال مولکول زیستی به حفره سنجش، ضریب شکست حفره سنجش تغییر کرده، بر اساس آن طول موج تشدید تغییر خواهد کرد. برای مدل‌کردن اتصال آنالیت در حفره سنجش، ضریب شکست حفره تغییر داده شده است. ضریب کیفیت برای طول موج تشدید اصلی برابر با ۲۵۳۰ به دست آمده است. نتایج نشان می‌دهد حساسیت برای شناسایی ماده زیستی با ضریب شکست ۱.۴۵ (ملکول DNA) برابر با 9.48 nm/fg است.
واژگان کلیدی: حسگر زیستی، کریستال فوتونی، نانو تشدیدگر، حفره سنجش، حساسیت.	

۱- مقدمه

امروزه نظارت و تنظیم دقیق پارامترهای مختلف در زمینه‌های نانوفناوری، نگهداری مواد غذایی، تحقیقات زیست پزشکی، تولید و تست داروها و غیره، نیاز به دستگاه‌های تحلیلی سریع و قابل اعتماد را افزایش داده است. حسگر زیستی نوری یکی از حسگرهایی است که به این منظور استفاده می‌شود. [۱] تا به حال حسگرهای زیستی متنوعی ارائه شده‌اند. این حسگرها عبارت‌اند از حسگرهای زیستی مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی، حسگرهای زیستی مبتنی بر تداخل، حسگرهای زیستی مبتنی بر موج‌بر نوری، حسگرهای زیستی مبتنی بر فیبرهای نوری، حسگرهای زیستی مبتنی بر حلقه‌های تشدیدگر و حسگرهای زیستی مبتنی بر کریستال‌های فوتونی [۲].

کریستال‌های فوتونی موادی هستند که ضریب شکست در آن‌ها تابعی متناوب از مکان است. کریستال‌های فوتونی به دلیل محدودیت نوری قوی و امکان طراحی ساختار با منافذ هوا و دسترسی به حسگرهای بسیار حساس به تغییر

ضریب شکست‌های کوچک، یک افزاره سنجش مفید و کارآمد هستند. علاوه بر این، کریستال‌های فوتونی با فناوری CMOS قابل تطبیق بوده، به راحتی اجازه مجتمع‌سازی نوری را میسر می‌سازند [۵-۲]. این مزیت‌ها و چندین عامل دیگر باعث شده حسگرهای زیستی نوری مبتنی بر کریستال‌های فوتونی در سال‌های اخیر بیشتر مورد توجه قرار گیرد.

حسگرهای زیستی کریستال فوتونی باتوجه به شناسایی مولکول‌های زیستی مختلف، اندازه ناحیه سنجش و سازوکار سنجش متفاوت دارند. [۱۵-۵] مولکول زیستی می‌تواند شامل مولکول‌هایی از قبیل پادتن‌ها، ویروس‌ها، باکتری‌ها، مولکول DNA، انواع پروتئین‌ها و... باشد. همچنین در این حسگرها ساختارهای کریستال فوتونی مختلفی به کار گرفته شده است. این ساختارها عبارت‌اند از فیبرهای کریستال فوتونی، موج‌برهای کریستال فوتونی، میکرو/نانو تشدیدگرهای کریستال فوتونی و نانو حلقه‌های تشدیدگر کریستال فوتونی. در بین این ساختارها آن‌هایی که مبتنی

* پست الکترونیک نویسنده مسئول: s_olyaee@srrtu.edu

۱. کارشناسی ارشد، آزمایشگاه تحقیقاتی نانوفوتونیک و الکترونیک نوری،

دانشکده مهندسی برق، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران

۲. استاد، آزمایشگاه تحقیقاتی نانوفوتونیک و الکترونیک نوری، دانشکده

مهندسی برق، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران

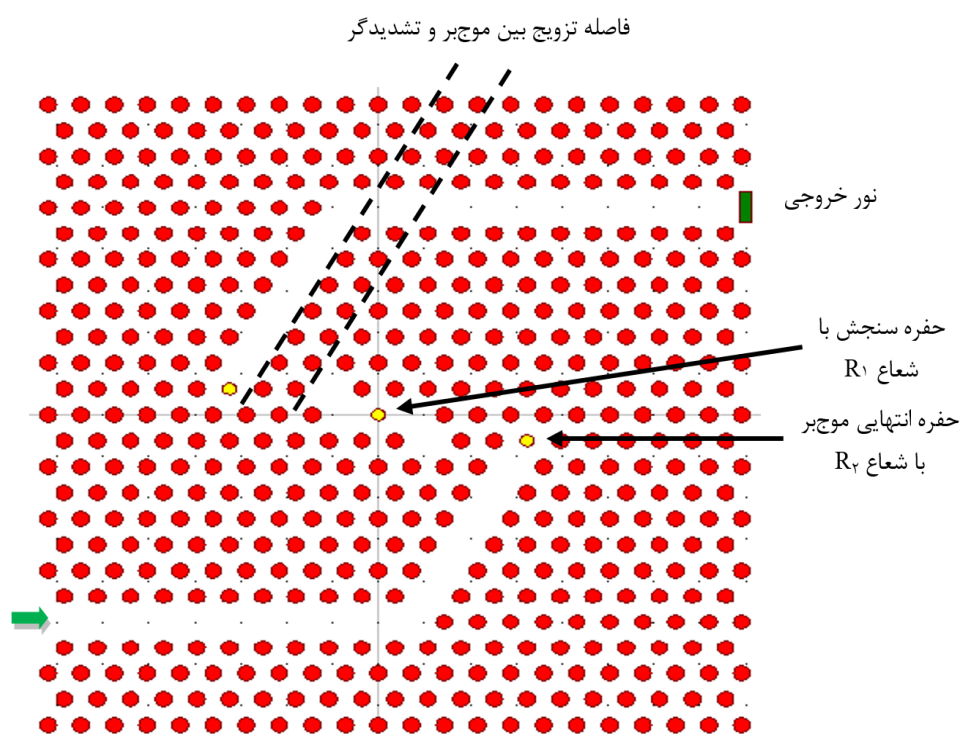
³ Photonic crystals

DNA برابر با 0.5 nm/fg است. [۹] در سال ۲۰۱۱ حسگر زیستی مبتنی بر حلقه تشدیدگر شش ضلعی دوگانه ارائه شد. [۱۰] تغییر طول موج تشدید در حسگر با حلقه تشدیدگر تکی در مقایسه با حسگر با حلقه تشدیدگر دوگانه بیشتر است اما پایداری در حالت دوگانه بهتر خواهد بود. همچنین در سال ۲۰۱۲ با استفاده از تشدیدکننده کریستال فوتونی سیلیکونی متشکل از سه عدد شش ضلعی نانو با خروجی متقارن یک بیوحسگر مناسب برای سنجش مولکول‌های زیستی متعدد طراحی شد [۱۱].

در سال ۲۰۱۴ نیز یک حسگر زیستی مبتنی بر نانوحلقه تشدیدگر ارائه شد. [۱۲] نانو حلقه تشدیدگر به شکل لوزی و با کاهش اندازه شعاع حفره‌های هوا شکل گرفته است. اندازه قطر حلقه تشدیدگر برابر با اندازه ۳ حفره هوا و برابر با ۱.۱ نانومتر است. سپس عوامل مؤثر در بهبود پارامترهای این حسگر زیستی مورد بررسی قرار گرفته و پارامترهای آن بهینه‌سازی شده است. [۱۳] ضریب کیفیت ساختار برابر با ۳۷۰۰ و حساسیت برای شناسایی مولکول DNA برابر با 3.4 nm/fg حاصل شده است.

بر تشدیدگرند به دلیل داشتن ناحیه حسگری کوچک‌تر، طراحی حسگرهای زیستی کوچک و قابل حمل را امکان‌پذیرتر می‌کنند.

چو و همکارانش^۱ حسگری زیستی را با ساختار میکرو تشدیدگر کریستال فوتونی و ضریب کیفیت حدود ۴۰۰ ارائه کردند. [۶] لی و فاجت^۲ نیز حسگر زیستی مبتنی بر میکرو تشدیدگر کریستال فوتونی ارائه دادند. [۷] این حسگر دارای ضریب کیفیت حدود ۲۰۰۰ بوده، قادر به شناسایی پروتئینی با قطر مولکولی برابر با ۵۰ نانومتری است. همچنین در سال ۲۰۱۱ یک تشدیدگر نانوشعاع کریستال فوتونی شامل یک آرایه حفره مخروطی همراه یک موج‌بر لبه گسترده برای شناسایی غلظت گلوکز معرفی شد. [۸] یک حسگر زیستی مبتنی بر حلقه تشدیدگر به شکل شش ضلعی نیز توسط هاسیو و لی^۳ ارائه شد. [۹] اندازه حلقه تشدیدگر در این حسگر زیستی برابر با ۳ میکرومتر است. آن‌ها با بررسی فاصله تزویج بین موج‌بر و حلقه تشدیدگر توانستند ضریب کیفیت ساختار را تا ۳۲۰۰ بهبود دهند. حساسیت این حسگر برای شناسایی مولکول‌های



شکل ۱: ساختار حسگر زیستی مبتنی بر تشدیدگر. موج‌بر پایینی برای ورود نور و موج‌بر بالایی به‌عنوان موج‌بر خروجی در نظر گرفته شده است

³ Hsiao and Lee

¹ Chow et al.

² Lee and Fauchet

تشخیص‌های خیلی کوچک مناسب‌تر از تشخیص مبتنی بر فلورسانس است که به تعداد کل آنالیت‌ها بر روی سطح تشخیص بستگی دارد.

با اتصال مولکول زیستی به دیواره حفره در ناحیه سنجش، ضریب شکست حفره تغییر می‌کند. این تغییر ضریب شکست، باعث ایجاد تغییر در طیف انتقال حسگر خواهد شد. این سازوکار اندازه‌گیری به دو حالت امکان‌پذیر است: ۱. اندازه‌گیری جابه‌جایی طول موج تشدید و ۲. اندازه‌گیری جابه‌جایی شدت طیف انتقال در طول موج تشدید [۱۶].

در روش اندازه‌گیری جابه‌جایی طول موج تشدید اتصال آنالیت به حفره سنجش باعث جابه‌جایی طول موج تشدید در ساختار خواهد شد. این جابه‌جایی معمولاً به طول موج‌های بلندتر است. این‌گونه حسگرها با باریک‌تر شدن جابه‌جایی طول موج در نصف توان خروجی بهبود می‌یابند. این روش در محدوده وسیعی قابل‌استفاده است اما توانایی آشکارسازی تغییرات ضریب شکست کوچک را ندارد.

در رویکرد جابه‌جایی شدت طیف انتقال، با اضافه‌شدن آنالیت به حفره‌های سنجش، شدت طول موج تشدید جابه‌جا می‌شود. این روش در مقایسه با روش اول به ابزارهای ساده‌تری نیاز دارد. از عیب‌های این طرح آن است که فقط محدوده باریکی قابل‌اندازه‌گیری است.

ساختاری که در این مقاله پیشنهاد شده است از نوع حسگرهای زیستی بدون برچسب بوده، روش اندازه‌گیری در آن مبتنی بر تغییر طول موج تشدید به‌ازای تغییر در ضریب شکست حفره سنجش است.

۳- طراحی ساختار حسگر زیستی کریستال فوتونی

ساختار کریستال فوتونی با آرایه‌ای شش گوش از حفره‌های هوا در بدنه‌ای عایق طراحی شده است. ضریب شکست هوا و ماده عایق به ترتیب برابر با ۱ و ۲.۸۲۵ است. ثابت شبکه ساختار ۳۶۰ نانومتر و شعاع حفره‌ها برابر با ۹۰ نانومتر است. طرح اولیه ساختار حسگر زیستی در شکل (۱) آمده است. نقص در ساختار کریستال فوتونی با برداشتن حفره‌های هوا ایجاد شده و شامل دو موج‌بر و یک تشدیدگر است. تشدیدگر در میان ساختار و در بالا و پایین آن دو موج‌بر قرار گرفته است. موج‌بر پایینی به‌عنوان موج‌بر ورودی و موج‌بر بالایی به‌عنوان موج‌بر خروجی در نظر گرفته شده

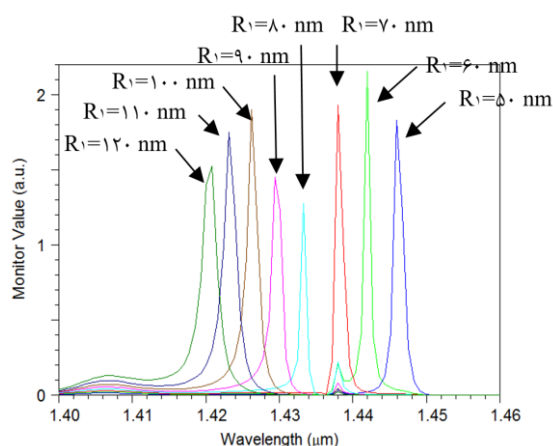
علاوه‌براین، دو حسگر زیستی چندکاناله برای شناسایی هم‌زمان چند آنالیت طراحی شده است. [۱۵-۱۴] در حسگر اول نور وارد شده از موج‌بر اصلی بعد از تشدید در نانو تشدیدگرها به موج‌برهای خروجی انتقال پیدا می‌کند و هرکدام از کانال‌ها خروجی جداگانه‌ای دارد. [۱۴] در این حسگر ضریب کیفیت و حساسیت در بهترین کانال برابر با ۴۸۰۰ و $65.7 \text{ nm}/RIU$ است. در حسگر دوم موج‌بر اصلی کار ورود و خروج نور را انجام می‌دهد و خروجی هر سه کانال یکی است. [۱۵] این سه کانال دارای طول موج‌های تشدید متفاوتی بوده، ضریب کیفیت در سه کانال به ترتیب برابر با ۵۰۰۰، ۶۴۰۰ و ۲۶۰۰ است. حساسیت در این حسگر برای شناسایی مولکول DNA در یکی از کانال‌ها بررسی شده، برابر با $1.185 \text{ nm}/fg$ است.

در این مقاله، حسگر زیستی جدیدی با ساختاری متشکل از دو موج‌بر و یک تشدیدگر ارائه و با استفاده از نرم‌افزار Rsoft شبیه‌سازی و مدل‌سازی شده است. در شبیه‌سازی این ساختار از روش FDTD با در نظر گرفتن شرایط مرزی PML با عرض ۵۰۰ نانومتر استفاده شده است. برای داشتن محدودیت نوری بیشتر و تزویج نوری بهتر بین موج‌برها و تشدیدگر، موج‌برها به صورت خمیده و انتها دار انتخاب شده است. همچنین برای داشتن بهترین تزویج، اندازه حفره انتهایی موج‌بر پایینی و حفره ابتدایی موج‌بر بالایی تغییر داده شده است. سازوکار سنجش در این حسگر به این صورت است که با اتصال آنالیت به حفره سنجش، ضریب شکست حفره سنجش تغییر می‌کند. برای اتصال مولکول زیستی به حفره سنجش، از مدل‌سازی تغییر ضریب شکست در حفره سنجش استفاده شده است. با این تغییر، طول موج تشدید به طول موج‌های بلندتری جابه‌جا می‌شود.

۲- سازوکار سنجش در حسگرهای زیستی

پروتکل‌های تشخیصی استفاده شده در حسگرهای زیستی نوری، در دو دسته کلی شناسایی مبتنی بر فلورسانس و تشخیص بدون برچسب دسته‌بندی می‌شوند. [۲] در تشخیص بدون برچسب، مولکول‌های هدف، برچسب‌دار نبوده، در اشکال طبیعی خود شناسایی می‌شوند. در این روش که نسبتاً آسان و ارزان‌تر انجام می‌گیرد، عموماً از سازوکار تغییر ضریب شکست استفاده می‌شود. تغییرات ضریب شکست به‌جای اینکه به کل نمونه وابسته باشد، به غلظت نمونه یا تراکم سطح مربوط است. این ویژگی برای

اندازه این حفره در محدوده ۵۰ تا ۱۲۰ نانومتر تغییر داده شده است. ساختار حسگر زیستی به‌ازای هرکدام از این اندازه‌ها شبیه‌سازی و طیف انتقال خروجی آن رسم شده است. طیف‌های انتقال به‌ازای هرکدام از شعاع‌ها در شکل (۳) آمده است. بر اساس این شکل، با افزایش شعاع حفره سنجش، طول موج تشدید به طول موج‌های کوتاه‌تر انتقال می‌یابد. ضرایب کیفیت محاسبه‌شده هر حالت نیز در جدول ۱ آمده است.



شکل ۳: طیف انتقال خروجی حسگر زیستی طراحی‌شده به‌ازای اندازه‌های متفاوت برای حفره سنجش

جدول ۱: طول موج تشدید و ضریب کیفیت حسگر زیستی طراحی‌شده به‌ازای اندازه‌های متفاوت برای حفره سنجش.

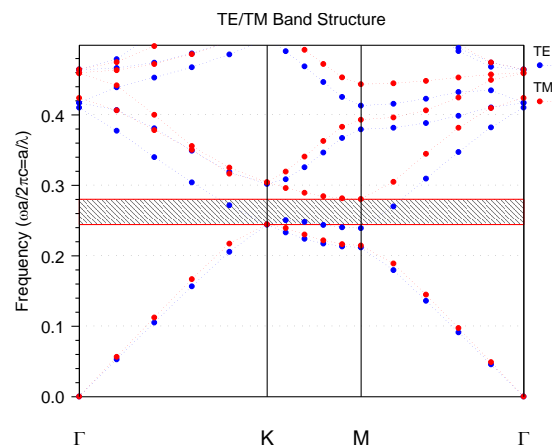
شعاع حفره سنجش (نانومتر)	طول موج تشدید (نانومتر)	ضریب کیفیت
۱۲۰	۱/۴۲۰۴	۸۶۰
۱۱۰	۱/۴۲۳۱	۱۰۷۰
۱۰۰	۱/۴۲۶۳	۱۲۰۰
۹۰	۱/۴۲۹۸	۱۱۷۰
۸۰	۱/۴۳۳۳	۲۶۰۰
۷۰	۱/۴۳۸۰	۱۹۷۰
۶۰	۱/۴۴۱۹	۲۴۸۰
۵۰	۱/۴۴۵۹	۱۴۱۰

برای حسگرهای زیستی نوری، داشتن ضریب کیفیت بالاتر یکی از ویژگی‌های مهم است. ضریب کیفیت به‌صورت نسبت طول موج تشدید به پهنای کامل در نصف بیشینه تعریف می‌شود. ضرایب کیفیت در ساختارهایی با شعاع حفره سنجش برابر با ۷۰، ۶۰، ۸۰ نانومتر به‌ترتیب برابر با

است. نور از موج‌بر پایینی وارد ساختار حسگر زیستی شده، با انجام تشدید از موج‌بر ورودی به تشدیدگر و سپس به موج‌بر خروجی می‌رود. نور خارج‌شده در انتهای موج‌بر بالایی آشکارسازی می‌شود و طیف انتقال خروجی به دست می‌آید. در این ساختار برای داشتن محدودیت نوری بیشتر در تشدیدگر و داشتن تزویج نوری بهتر بین موج‌برها و تشدیدگر، موج‌برها به‌صورت موج‌برهای خمیده که انتهای آن‌ها بسته شده است، با فاصله تزویج دو ردیف از حفره‌های هوا قرار داده شده‌اند. حفره وسطی تشدیدگر که در بیشترین تعامل نوری است، به‌عنوان حفره سنجش در نظر گرفته شده است.

همچنین اندازه حفره انتهایی موج‌بر پایینی، حفره ابتدایی موج‌بر بالایی و حفره وسطی تشدیدگر برای هرچه بهتر شدن عملکرد تشدید میان موج‌برها و تشدیدگر و داشتن بیشترین محدودیت نوری تغییر و در ادامه، چگونگی دستیابی به اندازه بهینه برای این حفره‌ها توضیح داده شده است.

برای تجزیه و تحلیل حسگر زیستی از دو روش تفاضل متناهی در حوزه زمان و بسط موج صفحه‌ای استفاده شده است. روش تفاضل متناهی در حوزه زمان برای بررسی و شبیه‌سازی انتشار امواج الکترومغناطیسی و روش بسط موج صفحه‌ای برای به‌دست‌آوردن شکاف باند فوتونی به کار گرفته شده است. شکاف باند این ساختار برای مود TE محدوده‌ای نداشته، در مود TM در محدوده فرکانسی ۰.۲۵۸ تا ۰.۳۴۰ است. این محدوده مطابق با محدوده طول موج ۱۲۰۵ تا ۱۵۸۹ نانومتر است. شکل (۲) این شکاف باند را نشان می‌دهد.



شکل ۲: منحنی شکاف باند فوتونی در مدهای TE و TM

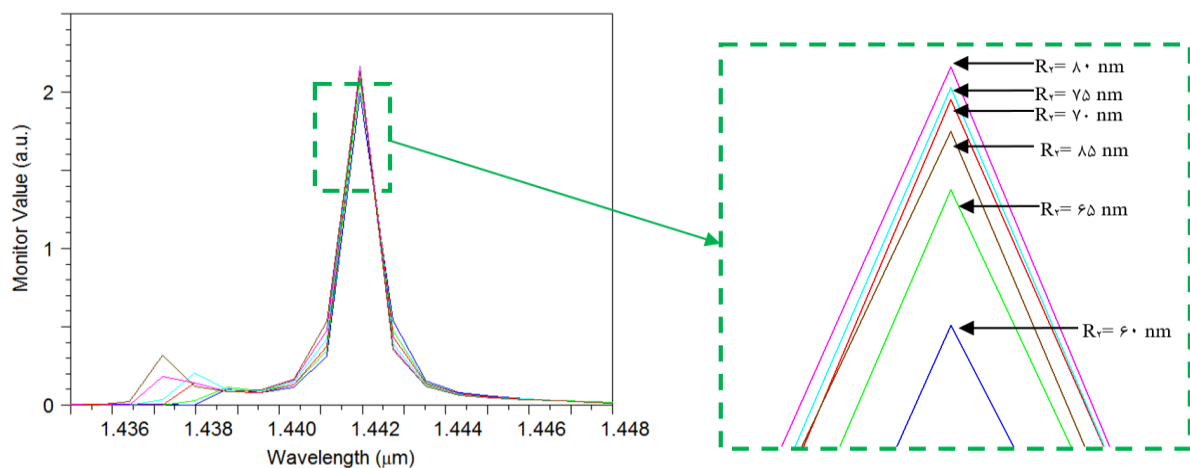
حفره میانی تشدیدگر به‌عنوان حفره سنجش در نظر گرفته شده است. برای انتخاب بهترین اندازه برای حفره سنجش،

۲۴۸۰، ۱۹۷۰ و ۲۶۰۰ است.

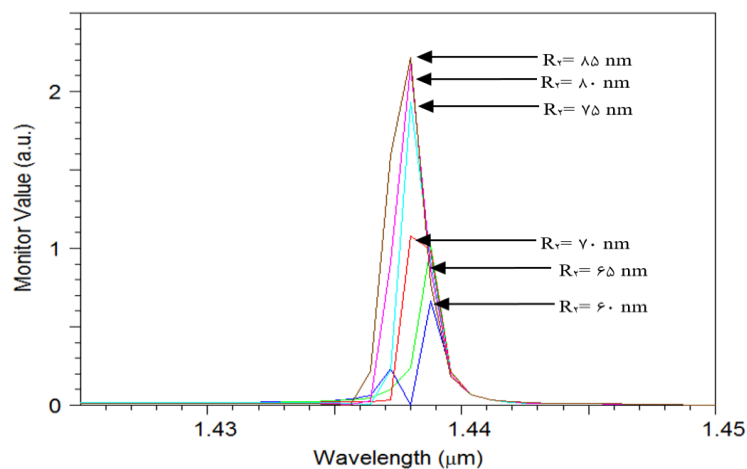
باتوجه به این موضوع شعاع ۸۰ نانومتر مناسبترین اندازه برای حفره سنجش به نظر می‌رسد اما پس از شبیه‌سازی‌های صورت‌گرفته برای محاسبه حساسیت ساختار در این اندازه، این موضوع رد خواهد شد؛ چراکه با این اندازه برای حفره سنجش، طیف انتقال به‌ازای ضرایب شکست مختلف تغییر چندانی نداشته، حساسیتی بسیار کمی بروز می‌دهد. از طرفی همان‌طور که در شکل (۳) مشخص است، در کنار پیک اصلی طیف انتقال مربوط به شعاع ۸۰ نانومتر، نقطه بیشینه دیگری نیز هست. اندازه این نقطه کمتر از اولی است ولی آشکارسازی آن مشکل‌تر است. باتوجه به اینکه در حسگرهای زیستی ضریب کیفیت، تنها فاکتور مهم نیست، در ادامه کار، شبیه‌سازی برای هر دو

حالت ۶۰ و ۷۰ نانومتری انجام شده است.

برای انتخاب اندازه مناسب برای دو حفره انتهایی و ابتدایی دو موج‌بر نیز ساختارهایی با اندازه‌های متفاوت برای این حفره‌های شبیه‌سازی شد. اندازه این حفره در محدوده ۶۰ تا ۸۵ نانومتر (با فاصله ۵ نانومتر) تغییر داده شده است. این شبیه‌سازی‌ها برای دو حالت اندازه حفره سنجش انجام گرفته است. در شکل (۴) طیف‌های انتقال مربوط به اندازه‌های متفاوت حفره انتهایی موج‌بر به‌ازای حفره سنجش ۶۰ نانومتری نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل (۴) نشان داده شده است، در این حالت‌ها با تغییر اندازه شعاع حفره انتهایی، طول موج تشدید جابه‌جا نشده، شدت خروجی تغییر می‌کند.



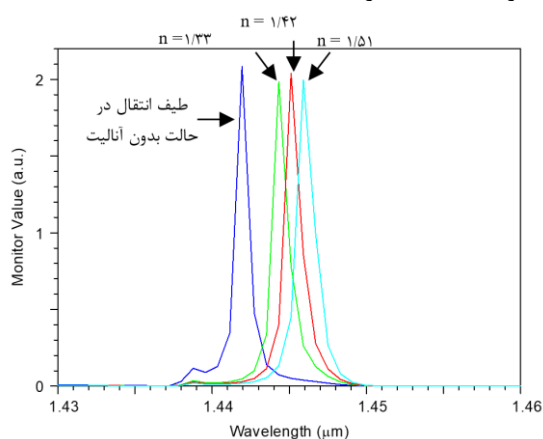
شکل ۴: طیف انتقال خروجی حسگر زیستی طراحی شده به‌ازای اندازه متفاوت برای حفره انتهایی موج‌بر به‌ازای حفره سنجش برابر با ۶۰ نانومتر



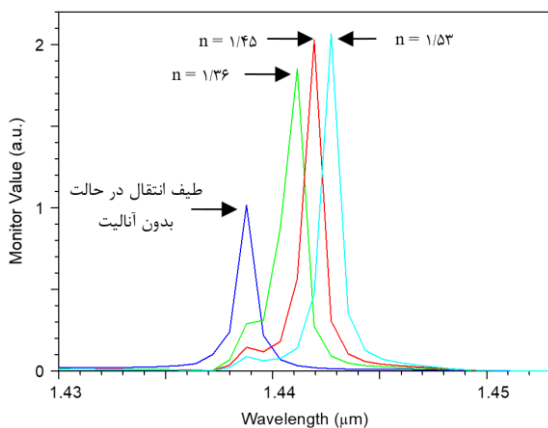
شکل ۵: طیف انتقال خروجی حسگر زیستی طراحی شده به‌ازای اندازه متفاوت برای حفره انتهایی موج‌بر و به‌ازای حفره سنجش برابر با ۷۰ نانومتر

نانومتر برای شعاع حفره سنجش بررسی خواهد شد. در هر دو مورد برای تحریک مود تشدید یک منبع پالس در ابتدای موج بر ورودی قرار گرفته است و طیف انتقال در انتهای موج بر دوم با آشکارساز به نمایش درمی‌آید.

درحالتی که شعاع حفره سنجش برابر با ۶۰ نانومتر است، طول موج تشدید ۱۴۴۱.۹ نانومتر و ضریب کیفیت برابر با ۲۵۳۰ است. در حالت دیگر که حفره سنجش شعاعی برابر با ۷۰ نانومتر دارد، طول موج تشدید برابر با ۱۴۳۸.۸ نانومتر و ضریب کیفیت تقریباً ۲۳۰۰ است.



شکل ۶: منحنی طیف انتقال خروجی در حفره سنجش در حالتی که حفره سنجش برابر با ۶۰ نانومتر است



شکل ۷: منحنی طیف انتقال خروجی در حفره سنجش در حالتی که حفره سنجش برابر با ۶۰ نانومتر است

برای تشخیص خاصیت حسگر زیستی بودن این ساختار، ضریب شکست مربوط به حفره سنجش تغییر داده شده و طیف انتقال مربوط محاسبه شده است. هرکدام از ضرایب شکست را می‌توان به‌مثابه مدلی برای پرشدن حفره سنجش با ماده زیستی خاصی در نظر گرفت. در صورتی که حفره سنجش از ماده زیستی شناسایی‌شونده خالی یا به‌عبارتی پر از هوا باشد، ضریب شکست برابر با ۱.۰۰ در نظر گرفته

جدول ۲: طول موج تشدید و ضریب کیفیت حسگر زیستی طراحی شده به‌ازای اندازه متفاوت برای حفره انتهایی موج بر در حالتی که حفره سنجش برابر با ۷۰ نانومتر

شعاع حفره های انتهایی موج بر (نانومتر)	طول موج تشدید (نانومتر)	ضریب کیفیت
۶۰	۱/۴۳۸۸	۱۹۰۰
۶۵	۱/۴۳۸۸	۲۲۸۰
۷۰	۱/۴۳۸۴	۱۲۵۰
۷۵	۱/۴۳۸۰	۱۹۹۷
۸۰	۱/۴۳۸۰	۱۷۷۵
۸۵	۱/۴۳۸۰	۱۲۲۰

ضرایب کیفیت این حالت‌ها در جدول ۲ آمده است. همچنین در شکل (۵) طیف‌های انتقال مربوط به حالت‌های مختلف به‌ازای اندازه حفره سنجش ۷۰ نانومتر نشان داده شده است. اطلاعات مربوط به این حالت‌ها نیز در جدول ۳ فهرست شده است. باتوجه به اطلاعات مربوط به حالت‌های مختلف، بهترین اندازه برای حفره انتهایی موج بر پایینی و حفره ابتدایی موج بر بالایی برابر با ۶۵ نانومتر است و ساختار در این اندازه بهترین ضریب کیفیت را خواهد داشت.

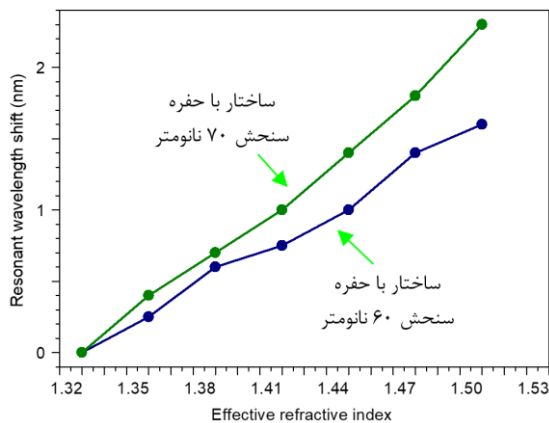
جدول ۳: طول موج تشدید و ضریب کیفیت حسگر زیستی طراحی شده به‌ازای اندازه متفاوت برای حفره انتهایی موج بر به‌ازای حفره سنجش برابر با ۶۰ نانومتر

شعاع حفره انتهایی موج بر (نانومتر)	طول موج تشدید (نانومتر)	ضریب کیفیت
۶۰	۱/۴۴۱۹	۲۴۰۰
۶۵	۱/۴۴۱۹	۲۵۳۰
۷۰	۱/۴۴۱۹	۲۴۶۰
۷۵	۱/۴۴۱۹	۲۴۴۰
۸۰	۱/۴۴۱۹	۲۴۴۰
۸۵	۱/۴۴۱۹	۲۴۰۰

۴- شبیه‌سازی و تحلیل نتایج

باتوجه به مواردی که در بالا بررسی شد، طرح پیشنهادی برای حسگر زیستی در ادامه آمده است. حسگر زیستی از دو موج بر انتهایدار با اندازه حفره انتهایی برابر با ۶۵ نانومتر شکل گرفته است. همچنین دو اندازه ۶۰ و ۷۰

بهنجارشده برای ساختار با حفره سنجش ۷۰ نانومتری، به نسبت خطی تر است در حالی که حساسیت ساختار در این حالت کمتر است. نتایج به دست آمده برای حساسیت و ضریب کیفیت برای ساختار ارائه شده در این مقاله با نتایج گزارش شده در مراجع [۹]، [۱۳] و [۱۵] در جدول ۴ مقایسه شده است.



شکل ۸: منحنی بهنجارشده تغییرات طول موج تشدید در اثر تغییر ضریب شکست

جدول ۴: مقایسه حساسیت و ضریب کیفیت ساختار طراحی شده با نتایج گزارش شده با سایر مراجع

ضریب کیفیت	حساسیت (nm/fg)	ساختار مطرح شده در
۳۲۰۰	۰/۵	مرجع [۹]
۳۷۰۰	۳/۴	مرجع [۱۳]
۲۶۰۰	۱/۱۸۵	مرجع [۱۵]
۲۵۳۰	۹/۴۸	این مقاله

۵- نتیجه گیری

در این مقاله، یک حسگر مبتنی بر نانو تشدیدگر کریستال فوتونی با اندازه حفره سنجش برابر با ۶۰ نانومتر طراحی و بهینه سازی شده است. حسگر از دو موج بر خمیده و انتها دار و یک نانو تشدیدگر در میان آن دو تشکیل شده است. سپس خاصیت زیستی بودن این حسگر مدل سازی شد. با اتصال مولکول زیستی به حفره سنجش، ضریب شکست حفره سنجش تغییر کرده، این تغییر باعث جابه جایی طول موج تشدید در طیف انتقال خروجی خواهد شد. برای مدل کردن اتصال آنالیت به حفره سنجش از تغییر ضریب شکست استفاده شده است. با تغییر ضریب شکست حفره سنجش به ۱.۴۵ که مؤید اتصال مولکول DNA به حفره سنجش است، طول موج تشدید به اندازه ۳.۷ نانومتر جابه جا می شود و به طول موج بلندتر می رود. حساسیت و

می شود. اگر حفره سنجش از آب پر شده باشد، ضریب شکست مربوط به حفره برابر با ۱.۳۳ در نظر گرفته خواهد شد. ضریب شکست ۱.۴۵ برای پر شدن حفره سنجش با مولکول های DNA است.

طیف انتقال خروجی هر دو حالت برای چند ضریب شکست در شکل های (۶) و (۷) نشان داده شده است. در هر دو حالت طول موج به طول موج های بلندتری انتقال یافته است. حساسیت در حسگرهای زیستی به دو صورت بیان می شود. حساسیت را می توان به صورت بزرگی تغییر طول موج تشدید حسگر در پاسخ به تغییرات ضریب شکست تعریف کرد. از طرف دیگر، حساسیت را می توان چنین تعریف کرد: میزان جابه جایی طول موج تشدید بر وزن ملکول زیستی شناسایی شونده.

برای ساختار با حفره سنجش ۶۰ نانومتری حساسیت به این قرار است. طول موج تشدید در ضریب شکست ۱.۴۵ برابر با ۱۴۴۵.۶ نانومتر است. با توجه به طول موج تشدید اصلی که برابر با ۱۴۴۱.۹ نانومتر است، طول موج تشدید در پاسخ به تغییر ضریب شکست برابر با ۳.۷ نانومتر تغییر کرده است. بنابراین طبق تعریف اول، حساسیت برابر با RIU/nm ۸.۲۳ است. با توجه به میانگین غلظت مولکول های DNA برابر با $0.15 pg/\mu m^3$ [۱۷]، در این ساختار وزن مولکول زیستی شامل DNA برابر با ۰.۳۹ fg است. بنابراین حساسیت طبق تعریف دوم برابر با nm/fg ۹.۴۸ خواهد بود.

طول موج تشدید در ضریب شکست ۱.۴۵ در ساختار با حفره سنجش ۷۰ نانومتری برابر با ۱۴۴۲.۰ نانومتر است. این طول موج نسبت به طول موج تشدید اصلی که در ۱۴۳۸.۸ نانومتر است، جابه جایی ۳.۲ نانومتر را نشان می دهد. بنابراین حساسیت طبق تعریف اول برابر با RIU/nm ۷.۱۲ است. در این حالت، ساختار وزن مولکول DNA برابر با ۰.۵۳ fg و حساسیت طبق تعریف دوم برابر با nm/fg ۶.۰۴ است.

منحنی بهنجارشده تغییرات طول موج تشدید در اثر تغییر ضریب شکست حاصل از اتصال آنالیت به دیواره حفره های سنجش در محدوده ۱.۳۳ تا ۱.۵۱ برای هر دو حالت مورد بررسی در شکل (۸) آورده شده است. این منحنی، ارتباط نسبتاً خطی بین تغییر ضریب شکست و تغییر طول موج تشدید در محدوده مذکور را نشان می دهد. همان طور که از شکل (۸) مشخص است، منحنی

ضریب کیفیت در این حسگر به ترتیب برابر با 9.48 nm/fg و 2530 به دست آمده است.

۶- مراجع

- [1] Ghoshal, S., Mitra, D., Roy, S. "Biosensors and biochips for nanomedical applications", Sensors and Transducers Journal, Vol. 113, No. 2, 2010, PP. 1-17.
- [2] Fan, X., White, I. M., Shopova, S. I., Zhu, H., Suter, J. D., Sun, Y. "Sensitive optical biosensors for unlabeled targets: A review", Analytica Chimica Acta, Vol. 620, 2008, PP. 8-26.
- [3] Olyae, S., Dehghani, A. A. "Ultrasensitive pressure sensor based on point defect resonant cavity in photonic crystal", Sensor Letters, Vol. 11, No. 10, 2013, PP. 1854-1859.
- [4] Olyae, S., Naraghi, A., Ahmadi, V. "High sensitivity evanescent-field gas sensor based on modified photonic crystal fiber for gas condensate and air pollution monitoring", Optik, Vol. 125, No. 1, 2014, PP. 596-600.
- [5] Olyae, S., Najafgholinezhad, S. "Computational study of a label-free biosensor based on photonic crystal nanocavity resonator", Applied Optics, Vol. 52, No. 29, 2013, PP. 7206-7213.
- [6] Chow, E., Grot, A., Mirkarami, L., Sigalas, M., Girolami, G. "Ultra-compact biochemical sensor built with two dimensional photonic crystal micro-cavity", Opt. Lett. Vol. 29, 2004, p. 1093.
- [7] Lee, M., Fauchet, P. M. "Nanoscale microcavity sensor for single particle detection", Opt. Lett., Vol. 32, No. 22, 2007, PP. 3284-3286.
- [8] Quan, Q., Burgess, I. B., Tang, S. K. Y., Floyd, D. L., Deotare, P. B., Frank, I. W., Ilic, R., Vollmer, F., Loncar, M. "label-free sensing with photonic crystal nanobeam cavities", 15th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, 2011, PP. 1962-1965.
- [9] Hsiao, F., Lee, C. "Computational study of photonic crystals nano-ring resonator for biochemical sensing", IEEE Sensors Journal, Vol. 10, No. 7, 2010, PP. 1185-1191.
- [10] Li, B., Hsiao, F. L., Lee, C., Xiang, W., Chen, C. C., Choi, W. K. "Configuration analysis of sensing element for photonic crystal based NEMS cantilever using dual nano-ring resonator", Sensors and Actuators A 169, 2011, PP. 352-361.
- [11] Ho, C. P., Li, B., Danner, A. J., Lee, C. "Design and modeling of 2-D photonic crystals based hexagonal triple nano-ring resonators as biosensors", Microsyst Technol, Vol. 19, 2012, PP. 53-60.
- [12] Olyae, S., Mohebzadeh Bahabady, A. "A diamond-shaped bio-sensor based on two-dimensional photonic crystal nano-ring resonator", IEEE, IET 10th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP), July 2014, PP. 23-25.
- [13] Olyae, S., Mohebzadeh-Bahabady A., "Design and optimization of diamond-shaped biosensor using photonic crystal nano-ring resonator", Optik, Vol. 126, 2015, pp. 2560-2564.
- [14] Olyae, S., Najafgholinezhad, S., Alipour-Banaei, H. "Four-channel label-free photonic crystal biosensor using nanocavity resonators", Photonic Sensors, Vol. 3, No. 3, 2013, pp. 231-236.
- [15] Olyae, S., Najafgholinezhad, S. "A novel multi-channel photonic crystal waveguide biosensor", 21th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE 2013)", Ferdowsi University of Mashhad, Iran, 14-16 May 2013.
- [16] Chao, C. Y., Guo, L. J. "Design and optimization of microring resonators in biochemical sensing applications", Journal of Lightwave Technology, VOL. 24, NO. 3, 2006.
- [17] Bennett, M. D., Harrison, J. S. H., Smith, J. B., Ward, J. P. "DNA density in mitotic and meiotic metaphase chromosomes of plants and animals", Vol. 63, No. 1, 1983, PP. 173-179.